

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## POSOUZENÍ HOMOGENITY MAGNETICKÉHO POLE V TOMOGRAFU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

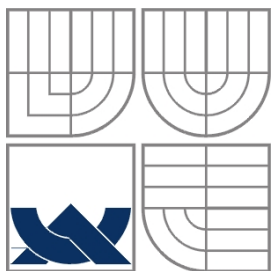
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

PETR HRACH

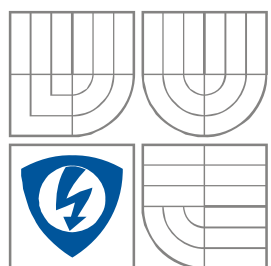
AUTHOR

BRNO 2008



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNologiÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## POSOUZENÍ HOMOGENITY MAGNETICKÉHO POLE V TOMOGRAFU

ANALYSIS OF MAGNETIC FIELD HOMOGENITY AT COMPUTER TOMOGRAPHY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

Petr Hrach

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. Michal Hadinec

SUPERVISOR

BRNO, 2008

## Anotace

Práce se zabývá nukleární magnetickou rezonancí, jejími zobrazovacími technikami, měřením magnetické indukce a posouzením homogenity magnetického pole pomocí měřicí sondy. Je zde uveden základní fyzikální popis chování spinu v magnetickém poli. Dále jsou popsány metody pro měření NMR. Práce je zaměřena na metody spinového a gradientního echa. V experimentální části je popsáno měření homogenity magnetického pole v tomografu a následné zobrazení mapy měřeného pole. Uživatelská aplikace, vytvořená v rámci práce, má za úkol více usnadnit práci se zobrazování magnetických polí.

## Klíčová slova

Nukleární magnetická rezonance, spin, metoda spinového echa, metoda gradientního echa, pulsní sekvence, MR obraz, MATLAB, Handle Graphics, GUIDE, Switched Board Programming

## Abstract

The dissertation deals with nuclear magnetic resonance, its projection technologies, measurement of magnetic induction and evaluation of magnetic field homogeneity by the help of measuring probe. Further, the methods of NMR measurements are being described. The dissertation concentrates on methods of spin and gradient echo. The experimental part describes measurement of magnetic field homogeneity in tomography and subsequent projection of measured field map. Users application, created in terms of dissertation, has more save labour imagery magnetic fields.

## Keywords

Nuclear magnetic resonance, spin, spin echo method, gradient echo method, pulse sequences, MR image, MATLAB, Handle Graphics, GUIDE, Switched Board Programming

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Petr Hrach  
Bytem: Kosmonautů 9/V, Jindřichův Hradec, 377 01  
Narozen/a (datum a místo): 28.6.1986 v Jindřichově Hradci

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Posouzení homogenity magnetického pole v tomografu

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Michal Hadinec

Ústav: Ústav teoretické a experimentální elektrotechniky

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....

Nabyvatel

.....

Autor

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Posouzení homogenity magnetického pole v tomografu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

.....  
podpis autora

## Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Michalu Hadincovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2008

.....  
podpis autora

# Obsah

1	Úvod.....	1
2	Fyzikální podstata NMR .....	1
2.1	Precesní pohyb .....	3
2.2	Larmorova frekvence .....	3
2.3	Signál FID .....	5
2.4	Relaxační časy.....	5
2.4.1	T1 - podélná relaxace .....	5
2.4.2	T2 - příčná relaxace.....	6
3	Metody pulsních sekvencí.....	8
3.1	Metoda spinového echa.....	8
3.2	Metoda gradientního echa .....	10
3.3	Kódování signálu.....	11
4	Experimentální měření .....	12
4.1	Měření vlastností magnetického pole.....	13
4.2	Zpracování naměřených hodnot .....	13
4.2.1	Měření mapy magnetické indukce v tomografu.....	13
4.2.2	Měření příčného řezu mapou magnetické indukce v tomografu.....	15
5	Uživatelská aplikace.....	16
5.1	Vývojové prostředí MATLAB .....	16
5.1.1	Pracovní plocha .....	16
5.1.2	Grafický systém – Handle Graphics.....	18
5.1.3	Switched Board Programming .....	20
5.2	Vlastní aplikace .....	21
5.2.1	Popis aplikace.....	21
6	Závěr.....	23
	Seznam obrázků.....	24
	Seznam použitých zkratk a symbolů .....	26
	Seznam použité literatury .....	28

# 1 Úvod

Tato práce pojednává o nukleární magnetické rezonanci. Je zde popsána fyzikální podstata jevu, chování spinu v magnetickém poli, měřicí metody a jejich pulsní sekvence. Cílem práce je pomocí sondy zmapovat magnetické pole v tomografu a tím získat informaci o tom, jaká je homogenita magnetického pole uvnitř tomografu. Výsledky je poté vhodné přehledně zobrazit ve vytvořené uživatelské aplikaci.

## 2 Fyzikální podstata NMR

Magnetická rezonance je založena na interakci magnetického momentu protonů  $\mu$  zkoumaného objektu (např. tkání lidského těla) s vnějším magnetickým polem, do něhož je vložen. Tím vzniká odezva v podobě rychle slábnoucího signálu Free Induction Decay (FID), který je měřitelný. Dají se měřit pouze látky, mající takové vlastnosti jádra, vykazující nenulový magnetický moment. Jádra těchto látek, umístěné v homogenním magnetickém poli, reagují na vnější elektromagnetické vlnění resp. pulsy. Výsledná magnetická indukce  $B$  je dána součtem stacionárního pole  $B_0$  konvenčně orientované ve směru osy  $z$  a vysokofrekvenčního pole  $B_1$  ve směru osy  $x$ ,

$$B = B_0 + B_1 \quad (2.1)$$

Celou podstatu matematicky popisuje Blochova rovnice.[4] Její základní tvar můžeme psát

$$\frac{dM}{dt} = \gamma \cdot M \times B \quad (2.2)$$

Pro větší názornost a použitelnost v laboratorních experimentech je výhodnější rozepsat tuto rovnici do rotující souřadné soustavy a sestavit jednotlivé rovnice pro každou složku zvlášť. Složka  $x$

$$\left( \frac{dM_x(t)}{dt} \right) = \Delta\omega \cdot M_y - \frac{M_x(t)}{T_2^*} \quad (2.3)$$

Složka  $y$

$$\left( \frac{dM_y(t)}{dt} \right) = -\Delta\omega \cdot M_x(t) + \omega_1 \cdot M_z(t) - \frac{M_y(t)}{T_2^*} \quad (2.4)$$

Složka  $z$

$$\left( \frac{dM_z(t)}{dt} \right) = -\omega_1 \cdot M_y + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \quad (2.5)$$

Kde  $\Delta\omega = \omega_0 - \omega$  je rozdílem Larmorova kmitočtu a kmitočtu FID signálu a  $\omega_1$  je frekvence vysokofrekvenčního pole  $B_1$ . Efektivní hodnotu magnetického pole získáme když od stacionárního pole  $B_0$  odečteme poměr kmitočtu FID signálu a gyromagnetické konstanty[4]

$$B_{ef} = B_0 - \frac{\omega}{\gamma} \quad (2.6)$$



Výsledný magnetický moment interakce jader atomů zkoumané látky s vnějšími elektromagnetickými impulsy je dán vektorovým součtem elementárních magnetických momentů všech protonů ve zkoumané látce. Bez působení vnějšího magnetického pole jsou tyto momenty orientovány náhodně a jejich výsledný vektor je nulový. Vložením do silného homogenního magnetického pole se všechny momenty začnou natáčet ve směru magnetické indukce  $B_0$  vnějšího magnetického pole až do ustálení stavu. Magnetický moment je dán vnitřním momentem hybnosti  $S$  jádra atomu tzv. spinem [7] a je s ním spjat vztahem

$$\mu = -\frac{e}{m} \cdot S \quad (2.7)$$

kde  $m$  je hmotnost elektronu  $9,11 \cdot 10^{-31}$  kg a  $e$  je elementární náboj  $1,602 \cdot 10^{-19}$  C a protože pro spin platí

$$S = I \cdot \hbar \quad (2.8)$$

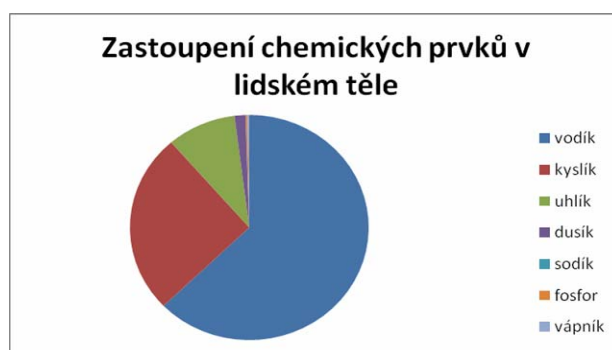
tak po dosazení za  $e$  a  $m$  dostaneme

$$\mu = \gamma \cdot I \cdot \hbar \quad (2.9)$$

kde  $\gamma$  je gyromagnetická konstanta (viz níže),  $\hbar$  je redukovaná Planckova konstanta  $\hbar = h/2\pi$ ,  $I$  je spinové kvantové číslo, které může nabývat pouze celočíselného násobku  $\frac{1}{2}$  určené vztahem [9]

$$|S| = \hbar \cdot \sqrt{I \cdot (I + 1)} \quad (2.10)$$

Např. vodík  $^1H$  [7], protože má pouze jeden proton, má spinové číslo  $1/2$ . Prvky, jejichž jádro má magnetický moment, mají převážně liché hmotnostní číslo. Až na 4 izotopy, které sice mají sudé hmotnostní číslo, ale mají lichý počet protonů i neutronů v jádře tzv. licholichá jádra.  $^2D, ^6Li, ^{10}B, ^{14}N$ . Pro měření v tomografu je však vodík nejvýhodnější, protože lidské tělo obsahuje přibližně 63% vody  $H_2O$ , dále viz graf.



Obr. 2.1 Graf zastoupení chemických prvků v lidském těle

Spinové kvantové číslo je vázáno s  $\mu$  gyromagnetickou konstantou nebo také gyromagnetickým poměrem. Ta vyjadřuje poměry v jádře atomu resp. je vyjádřením poměru mechanického a magnetického momentu v jádře.

$$\gamma = \frac{g \cdot \mu_j}{\hbar} \quad (2.11)$$

Kde  $g$  je Landého faktor a  $\mu_j$  je magnetický moment hybnosti.

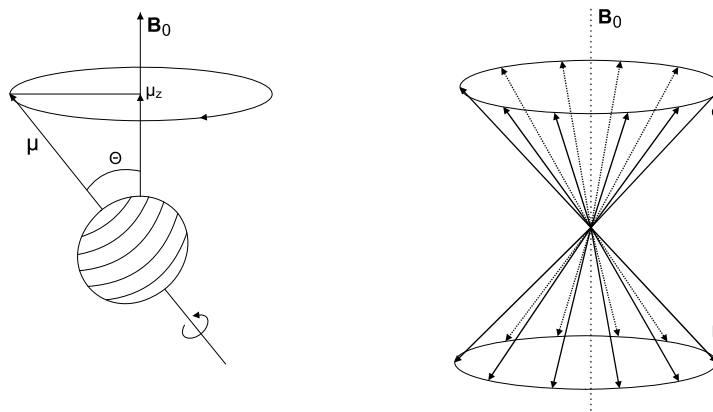
Typická hodnota  $\gamma$  pro vodík  $^1H$  je  $\gamma = 2,6752 \cdot 10^8 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$  ovšem v praxi se často setkáme také s její redukovanou hodnotou  $\gamma' = \gamma/2\pi = 42,577 \text{ MHz/T}$ . Landého faktor  $g$  se zjišťuje experimentálně, pro vodík byla zjištěna jeho hodnota 5,58.

Tab. 2.1 Příklady hodnot redukované gyromagnetické konstanty pro některé prvky zastoupené v lidském těle

Prvek	Redukovaná gyromagnetická konstanta
	$\frac{\gamma}{2\pi} [\text{MHz} \cdot \text{T}^{-1}]$
$^1H$	42,58
$^8O$	5,77
$^{13}C$	10,71
$^{14}N$	3,07
$^{23}Na$	11,26
$^{31}P$	17,24

## 2.1 Precesní pohyb

Po vložení do vnějšího homogenního magnetického pole se sice magnetické momenty zorientují ve směru pole, ale protony budou vykonávat *precesní pohyb*. [5][6] Tento jev způsobuje jejich vlastní rotace. Proton rotuje úhlovou rychlostí  $\omega_0$ , která je lineárně závislá na magnetické indukci  $B_0$  vnějšího magnetického pole. Tím vzniká příčné střídavé magnetické pole. Úhel mezi  $B_0$  a  $\mu$  je stále konstantní.



Obr. 2.2 Precesní pohyb vykonávaný protonem díky vlastní rotaci ve vnějším magnetickém poli

## 2.2 Larmorova frekvence

Úhlová rychlost precesního pohybu  $\omega_0$  neboli Larmorova frekvence  $f_0$  se dá odvodit pomocí energetických hladin a tzv. Zeemanova jevu. [4] Je-li magnetické pole soustavy pouze ve směru osy  $z \rightarrow B_0 = (0,0,B_0)$  dojde podle Zeemanova jevu ve vnějším magnetickém poli k rozdělení na několik energetických stavů přesněji na  $(2I + 1)$  diskrétních energetických

stavů. Tyto stavy jsou přímo úměrné spinovému kvantovému číslu  $I$ , z čehož vyplývá, že se nemění spojitě, nýbrž skokově. Jejich energie je rovna

$$E = -\gamma \cdot I \cdot \hbar \cdot B_0 \quad (2.12)$$

a jsou od sebe vzdáleny o energii

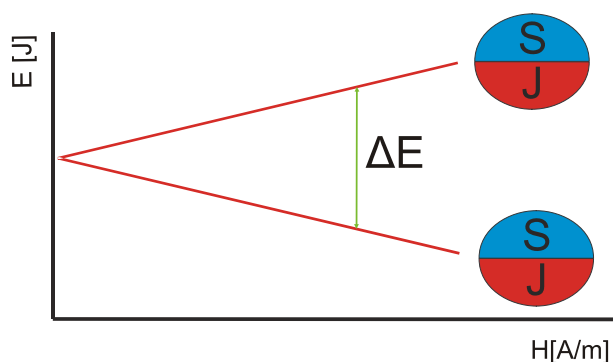
$$\Delta E = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0 = \hbar \cdot \omega_0 \quad (2.13)$$

a porovnáním  $E = \Delta E$  dostáváme

$$f_0 = \frac{\gamma}{2 \cdot \pi} \cdot B_0 \quad (2.14)$$

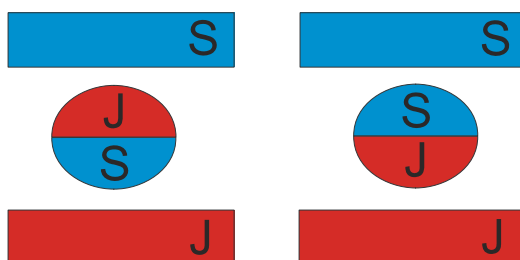
Kde  $B_0$  magnetická indukce vnějšího magnetického pole a  $f_0$  je *Larmorova frekvence* a  $\omega_0$  úhlová rychlost precesního pohybu.

Aby proton mohl přejít na vyšší energetickou hladinu, je zapotřebí, abychom mu dodali dostatečné množství energie např. elektromagnetický puls o Larmorově frekvenci. Naopak při přechodu na nižší energetickou hladinu se spontánně vyzáří kvantum energie ve formě viditelného světla nebo vynuceně elektromagnetickým pulsem o Larmorově frekvenci.[5]



*Obr. 2.3 Energetické stavy protonu ve vnějším magnetickém poli, osa x vyjadřuje intenzitu magnetického pole a osa y energii*

Z tohoto vyplývá, že proton se chová jako magnetický dipól a může mít dva různé stavy vysokoenergetický a nízkoenergetický, to je vidět na Obr. 2.4 Tyto stavy jsou od sebe odděleny energií  $\Delta E$ , jak znázorňuje Obr. 2.3. Obsazování energetických hladin určuje Boltzmanův zákon. Při pokojové teplotě je poměr mezi protony na vyšší a nižší energetické hladině asi 1: 1 000 000.

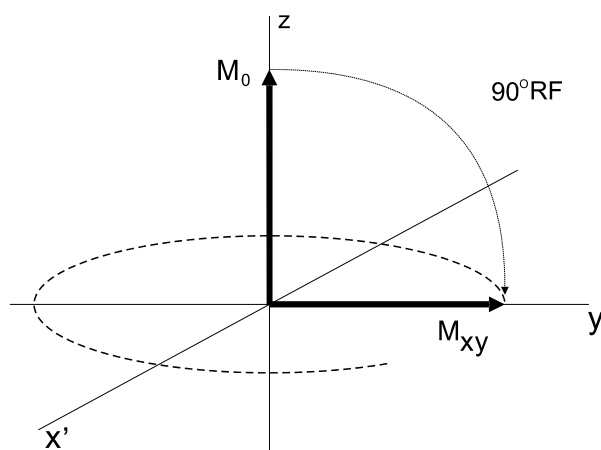


*Obr. 2.4 Energie protonu v magnetickém poli. Nízkoenergetický stav (vlevo) a vysokoenergetický stav (vpravo)*

## 2.3 Signál FID

Signál FID nebo také signál volné precese ukazuje, jak zkoumaná látka v homogenním poli s magnetickou indukcí  $B_0$  reaguje na vnější Radio Frequency (RF) pulsy, které působí kolmo na toto pole.

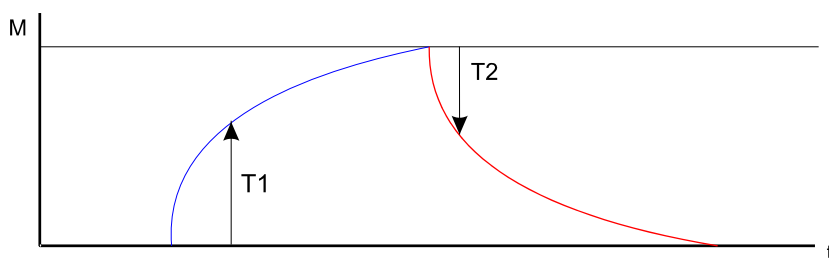
Přivedeme-li RF puls s kmitočtem, co neblížeším rezonančnímu Larmorově kmitočtu  $f_0$ , dodáme rotujícím protonům energii potřebnou k přechodu na vyšší energetickou hladinu a sfázujeme precesní pohyby všech protonů. To způsobí energetickou nerovnováhu protonů. Díky tomu vymizí z-složka magnetizace  $M_z$  látky. Vektor magnetizace  $M_0$  se stočí do roviny  $x$ - $y$ , setrvá tam celou dobu trvání pulsu a indukuje napětí na měřící cívce umístěné v rovině  $x$ - $y$ . Protože všechna jádra v látce nemají stejný rezonanční kmitočet, výsledný signál je součet všech dílčích příspěvků a má tvar harmonického průběhu s exponenciálně klesající amplitudou.



Obr. 2.5 Vliv  $90^\circ$  RF pulsu na vektor magnetizace a jeho stočení do roviny  $x$ - $y$

## 2.4 Relaxační časy

Jak bylo výše uvedeno, aplikací RF pulsu vznikne energetická nerovnováha vlivem dodání energie protonům a sfázování precesních pohybů protonů. Je tedy zřejmé, že návrat do rovnovážného stavu bude probíhat dvěma na sobě nezávislými relaxačními procesy.  $T_1$  (podélná relaxace) a  $T_2$  (příčná relaxace) [5]. Typické průběhy znázorňuje Obr. 2.6. [8]



Obr. 2.6 Grafické znázornění průběhů relaxačních dob

### 2.4.1 $T_1$ - podélná relaxace

Za normálních podmínek (konstantní teplota  $T$  a magnetická indukce vnějšího pole  $B_0$ ) je vektor magnetizace  $M_0$  orientován ve směru  $B_0 = (0,0,B_0)$ . Přivedení RF pulsu o Larmorově frekvenci  $f_0$  (Obr. 2.7) způsobí vybudování protonů na vyšší energetickou hladinu a z-složka  $M_z$  se sníží na nulu. Relaxace nastává po ukončení RF pulsu termálním pohybem molekul, vytvářejících fluktuující magnetické pole vyzářením energie do atomové mřížky. Proto se

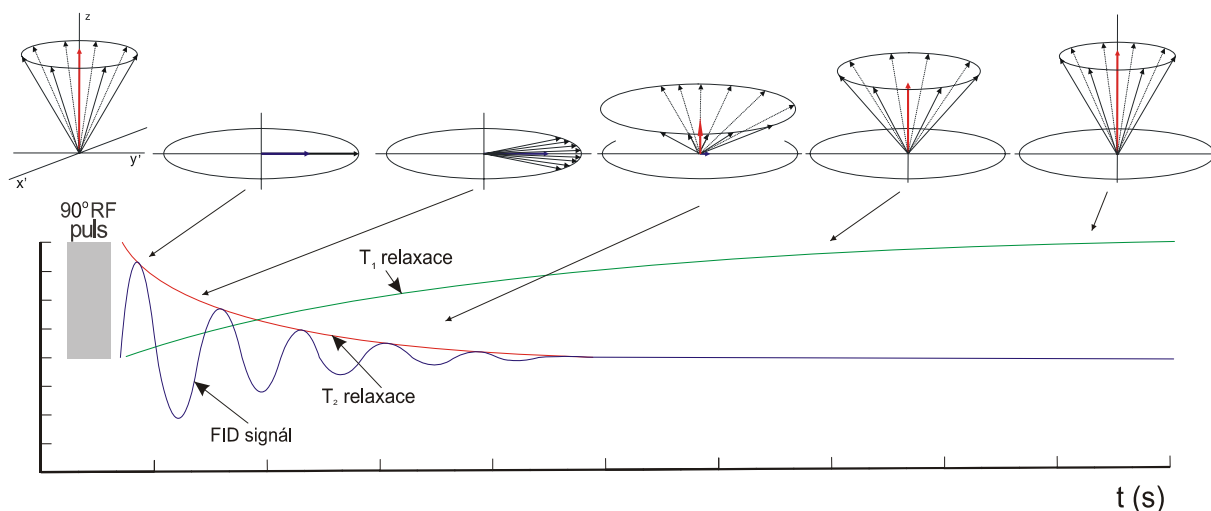
také nazývá relaxace spin-mřížka. Čas  $T_1$  udává čas, za jaký dojde k obnovení  $M_z$  na 63% své původní velikosti Obr. 2.6. Celý proces popisuje vztah

$$M_z = M_0 \cdot \left( 1 - e^{\frac{-t}{T_1}} \right) \quad (2.15)$$

Velikost  $T_1$  je závislá vlastnostech měřené látky a jejího nejbližšího okolí. Nejkratší je když protony v mřížce rotují s frekvencí blízké Larmorově. Dále ji ovlivňuje intenzita vnějšího magnetického pole, protože čím je větší, tím více potřebují protony energie k přechodu na vyšší energetickou hladinu.[9]

## 2.4.2 $T_2$ - příčná relaxace

Čas  $T_2$  vyjadřuje relaxaci zpět do směru vektoru příčné magnetizace  $M_0$ . Po přivedení  $90^\circ$  RF pulsu o Larmorově frekvenci  $f_0$  a po celou dobu jeho trvání jsou všechny elementární magnetické dipóly sfázovány. Po ukončení RF pulsu je vektor magnetizace ve směru osy  $y$ , od tohoto okamžiku dochází ke změně k původním fázovým poměrům. Obr. 2.7. Za to můžou zejména vzájemné styky s okolními protony. Proto se tato relaxace nazývá spin-spin.



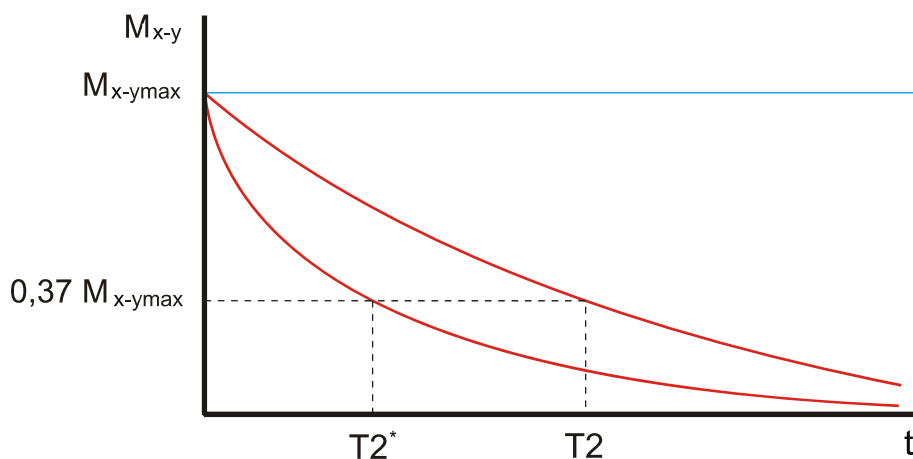
Obr. 2.7 Znáznornění relaxačních dob  $T_1$  a  $T_2$  a průběh FID signálu

Vzhledem k tomu, že se projevují oba děje současně a vzájemným působením magnetických polí atomových jader a jejich spinů (spin-spinové reakce), dochází ke zmenšování složky  $M_{x-y}$  podle vztahu (1.9) a hodnota  $T_2$  vyjadřuje pokles složky  $M_{x-y}$  na 0,37% její původní hodnoty.

$$M_{x-y} = M_{x-y0} \cdot e^{\frac{-t}{T_2}} \quad (2.16)$$

Když připočítáme nezanedbatelnou nehomogenitu vnějšího magnetického pole a nehomogenitu lokálních magnetických polí protonů, které  $T_2$  viditelně zvětšují Obr. 2.8, platí

$$T_2^* < T_2 < T_1 \quad (2.17)$$



Obr. 2.8 Znáznornění relaxační doby  $T_2$  a  $T_2^*$

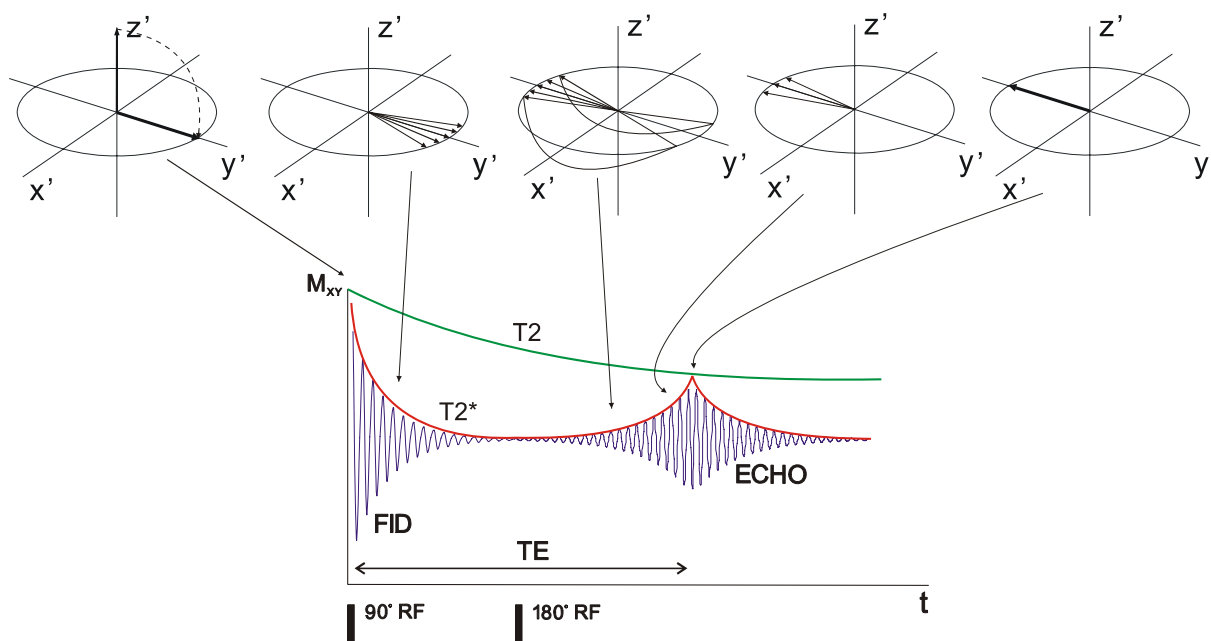
Z této kapitoly vyplývá, že každá látka, protože má jiné složení a vlastnosti, má také, při zkoumání pomocí magnetické rezonance, jiné relaxační časy  $T_1$  a  $T_2$ . To ji jasně předurčuje k využívání v lékařské technice. A ačkoli realizace a provoz je velmi nákladný, nemá téměř žádné nežádoucí účinky na lidský organismus na rozdíl např. od velmi rozšířené počítačové tomografie (CT – Computer tomography), která k diagnostice využívá rentgenového záření.[9]

### 3 Metody pulsních sekvencí

Základním nástrojem pro zkoumání měřené látky magnetickou rezonancí (MR) jsou pulsní sekvence. V posledních letech, s vývojem oblasti zabývající MR, bylo těchto měřicích metod vytvořeno několik desítek. Jedná se o aplikace  $90^\circ$  RF pulsu nebo jeho kombinace s  $180^\circ$  RF pulsem. Pomocí nich se měří např. protonová hustota či relaxační časy. Přiblížíme si nyní dvě z těchto metod a to metody spinového a gradientního echa.

#### 3.1 Metoda spinového echa

Je to jedna z nejrozšířenějších metod. Využívá aplikaci  $90^\circ$  RF pulsu, který stočí vektor magnetizace  $M_0$  do směru osy  $y$  v rovině  $x,y$  a všechny spiny, původně s různou fází, sfázuje. FID bude maximální. Začíná rozfázování a tím pádem se projeví relaxační doba  $T_2$ . FID začne klesat, po určité době (řádově ms) dojde k aplikaci  $180^\circ$  RF pulsu, ten převrátí orientaci vektoru magnetizace a tím dojde ke zpětnému sfázování. Těchto pulzů může být i několik, na snímacích cívkách zaznamenáme tzv. echa. Rozfázování a následné sfázování je děj symetrický, viz Obr. 3.1 a Obr. 3.2, tzn. že doba  $TE$  vyjadřuje časový úsek od vyslání  $90^\circ$  RF pulsu po maximální hodnotu FID signálu při odezvě na  $180^\circ$  RF puls.[9] Čas  $T_2^*$  se neuplatní. Nehomogenita  $B_0$  se vyruší zpětným sfázováním.[6]

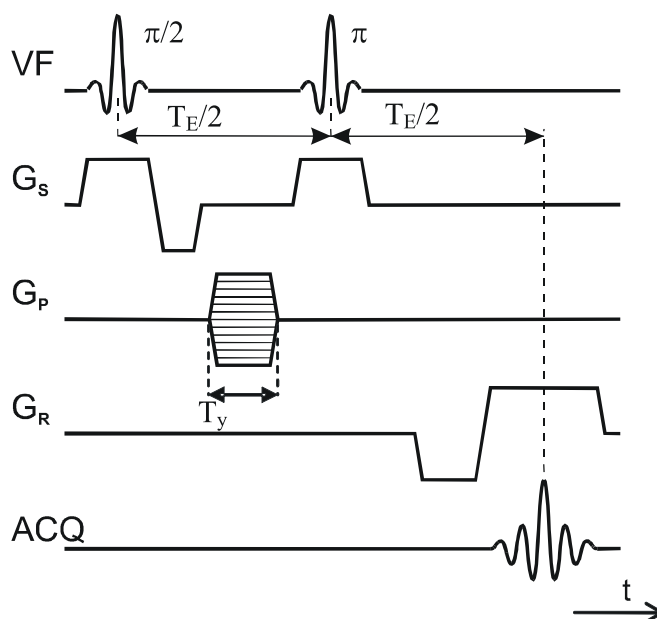


Obr. 3.1 Princip metody spinového echa

Matematický popis celková transversální magnetizace excitované vrstvy (kolmé k ose  $z$  reprezentující směr základního magnetického pole) se dá vyjádřit jako

$$M_{\perp}(t) = \int \int_{x,y} m(x,y) \cdot e^{-j \int_0^{T_E} \omega(x,y,t) dt} dx dy \quad (3.1)$$

kde  $m(x,y)$  je distribuce magnetizace měřené vrstvy v čase těsně po excitaci. [4]

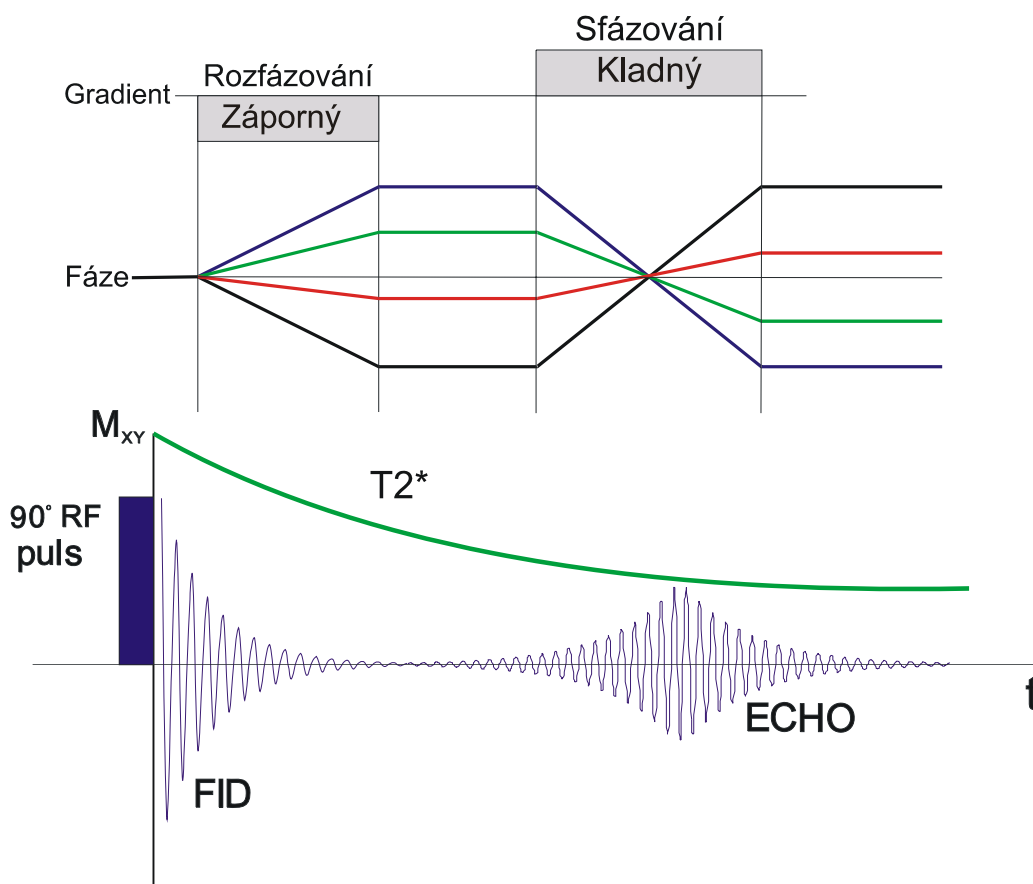


Obr. 3.2 Sekvence pulsů pro metodu spinového echa,  $VF$  – RF puls,  $G_S$  – vymezení gradient v ose  $z$ ,  $G_P$  – fázový gradient v ose  $y$ ,  $G_R$  – čtecí gradient v ose  $r$ ,  $ACQ$  – odezva (signál FID)



### 3.2 Metoda gradientního echa

Známa také jako Field echo. Je velmi podobná metodě spinového echa (SE). Hlavním rozdílem je, že po aplikaci  $90^\circ$  RF pulsu, který způsobí sklopení vektoru magnetizace do roviny  $x$ - $y$ , nepříjde žádný  $180^\circ$  RF puls. Echo vyvoláme působením dalšího gradientního magnetického pole s opačnou polaritou. Po rozfázování spinů přivedeme gradient opačného znaménka, který způsobí opětovné sfázování, čímž se vytvoří požadované echo. Dalším rozdílem je závislost této metody na době  $T_2^*$ . Díky tomu se echo objeví dříve než u SE. Také není nutné používat pro excitaci  $90^\circ$  RF puls, volí se menší excitační úhly. To vede ke zkrácení doby TR – doba opakování  $90^\circ$  RF pulsů. Metoda je tedy velmi rychlá.[6]



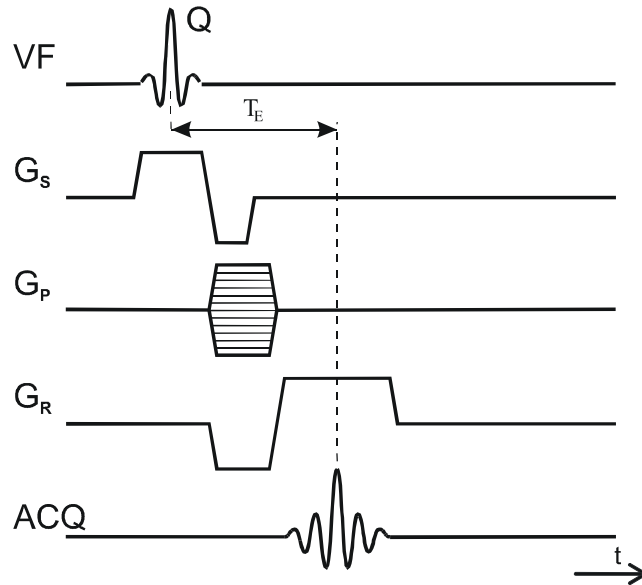
Obr. 3.3 Princip metody gradientního echa

Matematický popis měřeného průběhu se dá vyjádřit takto:

$$M_T(k_x, k_y) = \int \int_{x,y} m(x, y) e^{-j(k_x x + k_y y)} \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2^*}} \cdot e^{-\gamma \Delta B(x, y) T_E} dx dy \quad (3.2)$$

Kde  $k_x = \gamma \int_0^t G_R(t) dt$ ,  $k_y = \gamma \int_0^t G_{Pn}(t) dt$  jsou proměnné k-prostoru,  $m(x, y)$  je funkce

spinové hustoty měřeného vzorku ve vybuzečné rovině,  $\Delta B(x, y)$  je funkcí nehomogenitu základního magnetického pole. [11]



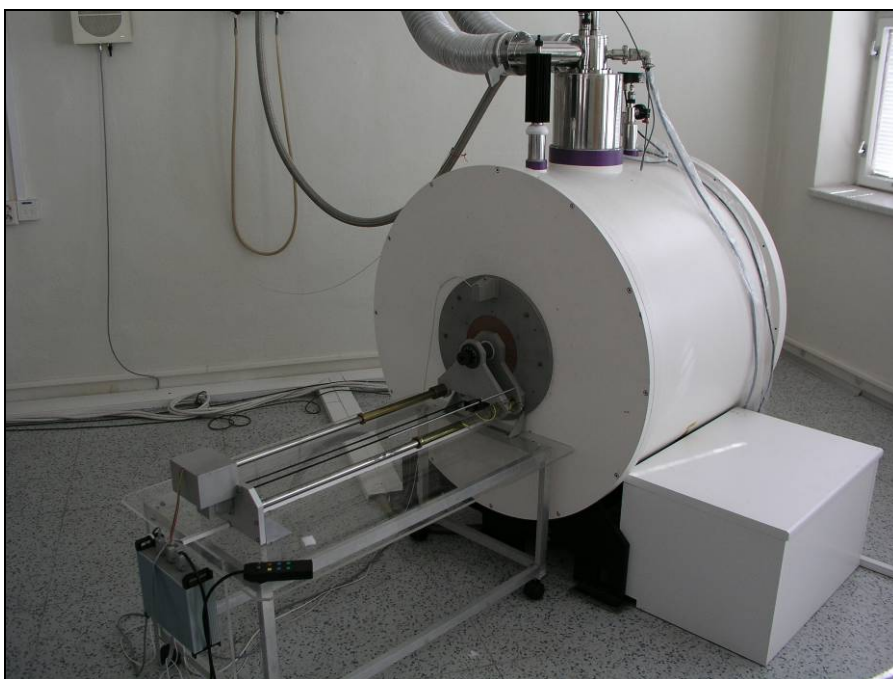
Obr. 3.4 Sekvence pulsů pro metodu gradientního echa, VF – RF puls,  $G_S$  – vymezovací gradient v ose z,  $G_P$  – fázový gradient v ose y,  $G_R$  – čtecí gradient v ose x, ACQ – odezva (signál FID)

### 3.3 Kódování signálu

Využívá závislosti rezonančního kmitočtu jader a indukce magnetického pole. Princip spočívá v použití gradientních magnetických polí, která se superponují na pole původní. Potom mluvíme o tzv. kódování prostorové souřadnice.[4] Z toho je patrné, že v obou metodách se kóduje poloha jader zkoumané látky, to je vidět i na obrázcích Obr. 3.2 a Obr. 3.4. Čtecí gradient kóduje polohu jader v ose x frekvenčně na frekvenci MR signálu, fázový gradient kóduje polohu jader v ose y fázově na fázi MR signálu a vymezovací gradient vymezuje vybuzečnou vrstvu v celém objemu vzorku.[8]

## 4 Experimentální měření

Pro vlastní měření homogenity magnetického pole byla zvolena metoda spinového echa. S jejíž pomocí bylo zmapováno magnetické pole uvnitř tomografu. Měření indukce vysokofrekvenčního pole  $B_1$  byla uskutečněna pomocí posunu měřicí sondy zanedbatelných rozměrů těsně kolem středu laboratorního tomografu. Sondou byla velmi malá kulička naplněná vodou, aby se omezil vliv nehomogenity v prostoru měření. Posouvali jsme ji ve směru osy  $z$  kolem středu tomografu, abychom mohli změřit hodnotu indukce v různých místech tomografu, zároveň jsme u každé polohy nastavili různé úhly, aby nám hodnoty tvořili kružnici. Orientace osy  $z$  byla zvolena tak, že směr od středu magnetu směrem ke stolku s posuvem má hodnotu mínus, směr k zadní části magnetu s předzesilovačem má plus. Viz Obr. 4.1



*Obr. 4.1 Supravodivý magnet tomografu je chlazený tekutým heliem, systém korekčních a gradientních cívek je chlazen vodou*

Nastavení polohy sondy v horizontální rovině dopomáhá k naměření kružnic různých poloměrů v polárních souřadnicích, z čehož se dále vypočítají prostorové souřadnice modelu koule.

Jako druhý bod experimentu bylo změřit řez mapy pole a to tak, že sondu umístíme do středu tomografu a pro tři různé výšky jsme změřili tři kružnice tvořící vnitřek zobrazené mapy.

## 4.1 Měření vlastností magnetického pole

Při měření jsme používali toto nastavení tomografu:

Magnetická indukce základního magnetického pole:  $B_0 = 4,7$  T.

Pracovní frekvence: 200 MHz

Pracovní frekvence jádra vodíku: 198.002378 MHz

Útlum vysílače: -20 dB

Zisk přijímače: 36 dB

Útlum přijímače: -8 dB

Výška sondy od středu tomografu  $r$ : 0 - 32 mm

Vzdálenosti  $z$ :  $\pm 32$  mm

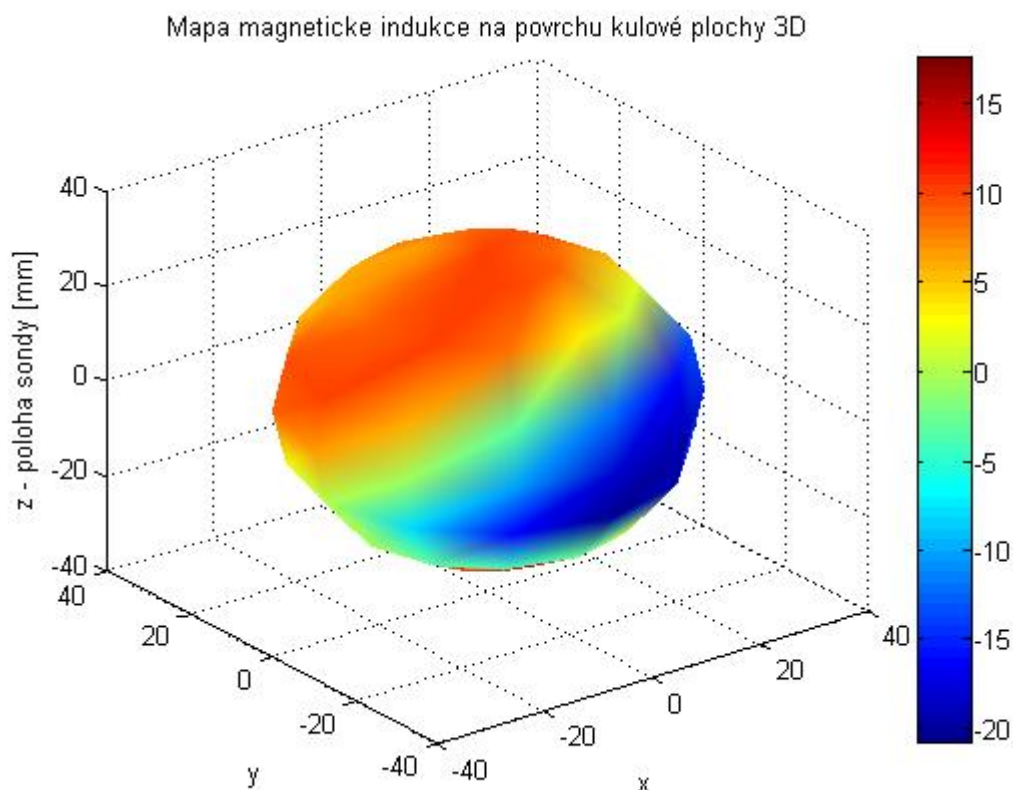
Úhel:  $0^\circ$  -  $360^\circ$  s krokem po  $30^\circ$

Nastavení polohy sondy probíhalo vždy tak, že při maximální vzdálenosti od středu byla výška sondy nulová a s přibližováním ke středu tomografu se zvyšovala.

## 4.2 Zpracování naměřených hodnot

Po naměření hodnot v tomografu jsme, dle vzorce 2.14, přepočítali frekvenci na magnetickou indukci a použili program MATLAB pro všechny zbývající výpočty a vykreslení do grafů.

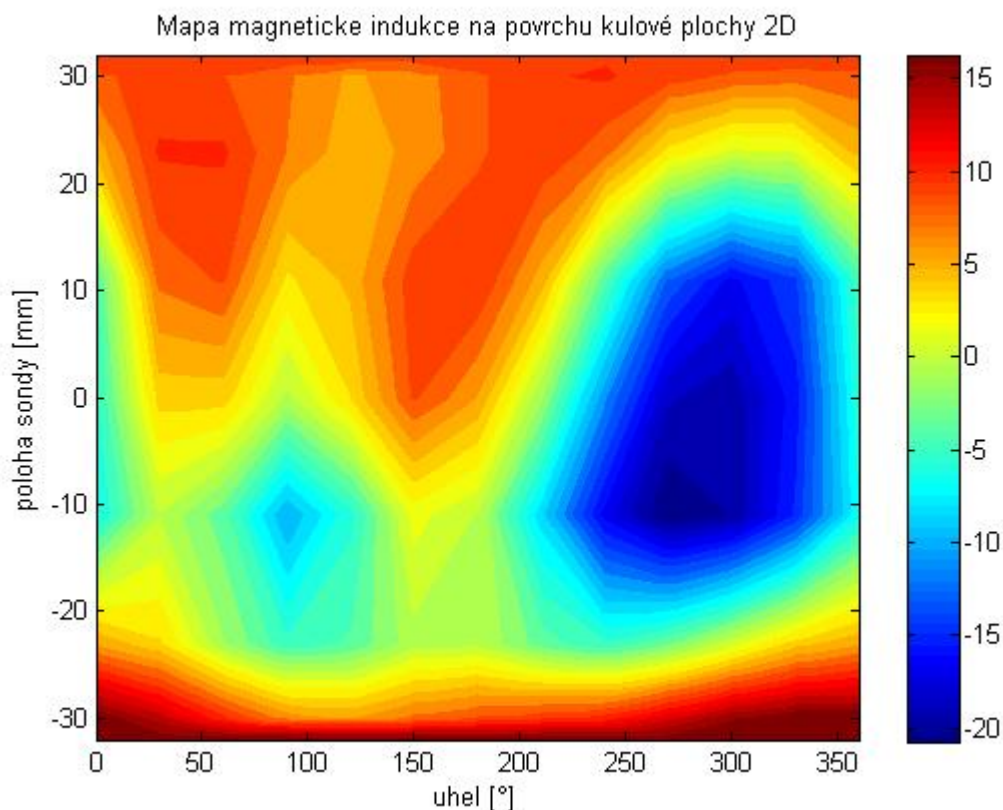
### 4.2.1 Měření mapy magnetické indukce v tomografu



Obr. 4.2 Mapa magnetické indukce na povrchu kulové plochy 3D

Magnetická indukce je vyjádřena zabarvením koule. Barevné měřítko je přiloženo k obrázku. Všechny hodnoty indukce jsou v jednotkách  $\mu\text{T}$ . Osa  $z$  znázorňuje polohu sondy v tomografu. Pro vykreslení koule byla použita funkce *surf*. Pro zastínění ostrých hran přechodů mezi jednotlivými hodnotami byla použita interpolace izolinií.

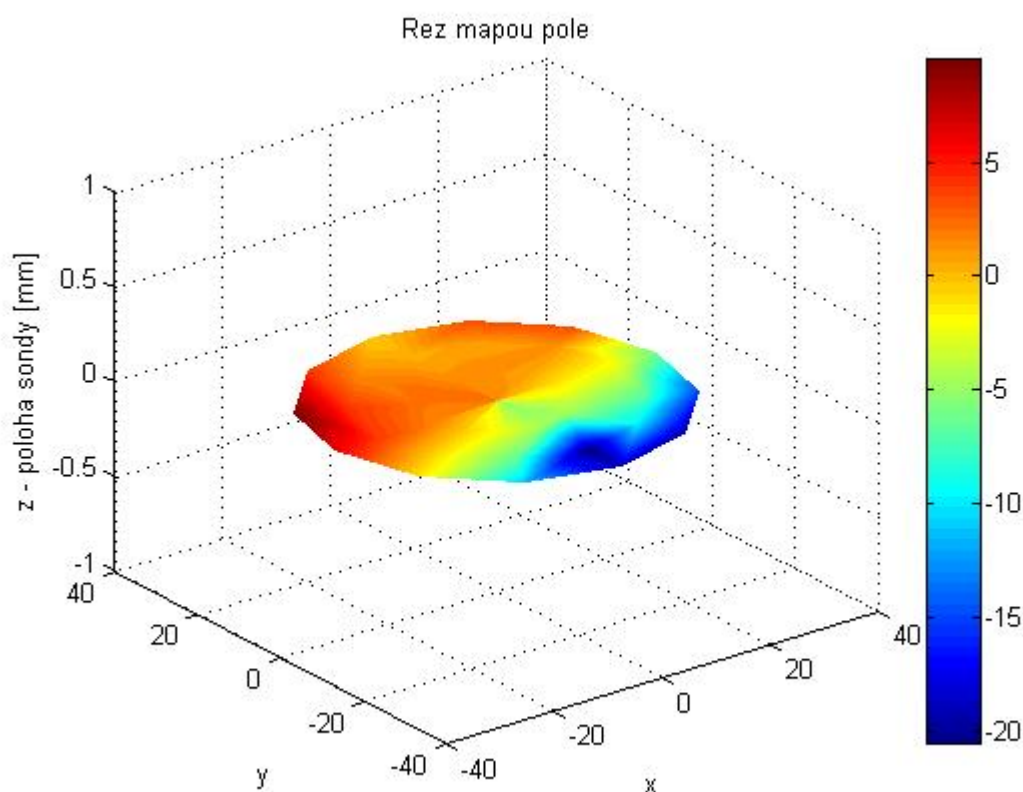
Pro kompletní zobrazení bylo nutné mapu vykreslit ve 2D prostoru pomocí funkce *contourf*. Díky tomu můžeme také porovnat barevné rozložení indukce v různých polohách sondy v tomografu. Na obou mapách jsou patrné oblasti ryze záporných či kladných hodnot. Zatímco hodnoty okolo  $0 \mu\text{T}$  jsou jen přechodné.



Obr. 4.3 Mapa magnetické indukce na povrchu kulové plochy 2D

Tato mapa úzce souvisí s následující mapou. Nejprve jsme totiž roztáhli mapu indukce do 2D rozměru a poté jsme v nulové vzdálenosti od středu uvažovaného mapovaného prostoru změřili řez naměřenou mapou koule.

#### 4.2.2 Měření příčného řezu mapou magnetické indukce v tomografu



*Obr. 4.4 Řez měřenou mapou pole*

Jak bylo uvedeno výše, řez je proveden v nulové výšce  $z$ , tedy středem koule. Je to speciální případ 3D mapy magnetického pole, která se měří a zobrazuje pouze v rovině  $xy$ . Osa  $z$  je pouze parametrem polohy řezu. Můžeme porovnat, že hodnoty na vnějším poloměru řezu odpovídají měřeným hodnotám kulové mapy pole v daných souřadnicích.

## 5 Uživatelská aplikace

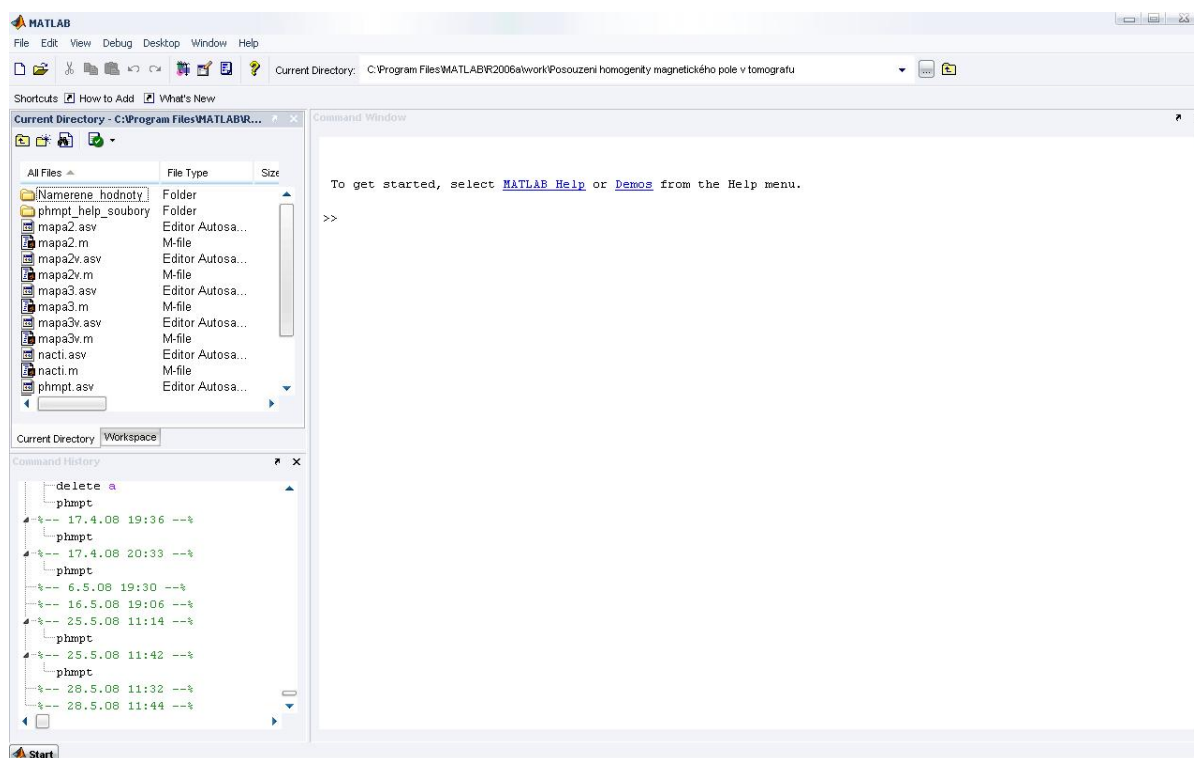
Závěrečnou a nejdůležitější kapitolou této práce je tvorba uživatelské aplikace, která by měla zrychlit a zjednodušit prezentaci měřených magnetických polí, protože při naměření jiných hodnot, bez použití aplikace, bychom musel upravovat skript pro výpočet. Uživatelská aplikace byla vytvořena, stejně jako dílčí výpočtové skripty, ve vývojovém prostředí MATLAB 7.2.[12][13]

### 5.1 Vývojové prostředí MATLAB

V následující kapitole se seznámíme s prostředím MATLAB a především s jeho nástrojem GUI, ve kterém byla vyvíjena celá uživatelská aplikace pro bakalářskou práci.

#### 5.1.1 Pracovní plocha

Pracovní plocha je tvořena třemi bloky. Každý z nich má svou specifickou funkci. Jsou to: *Command Window*, *Commnad History*, *Workplace* a *Current Directory*. [13][14]



Obr. 5.1 Pracovní plocha MATLABu

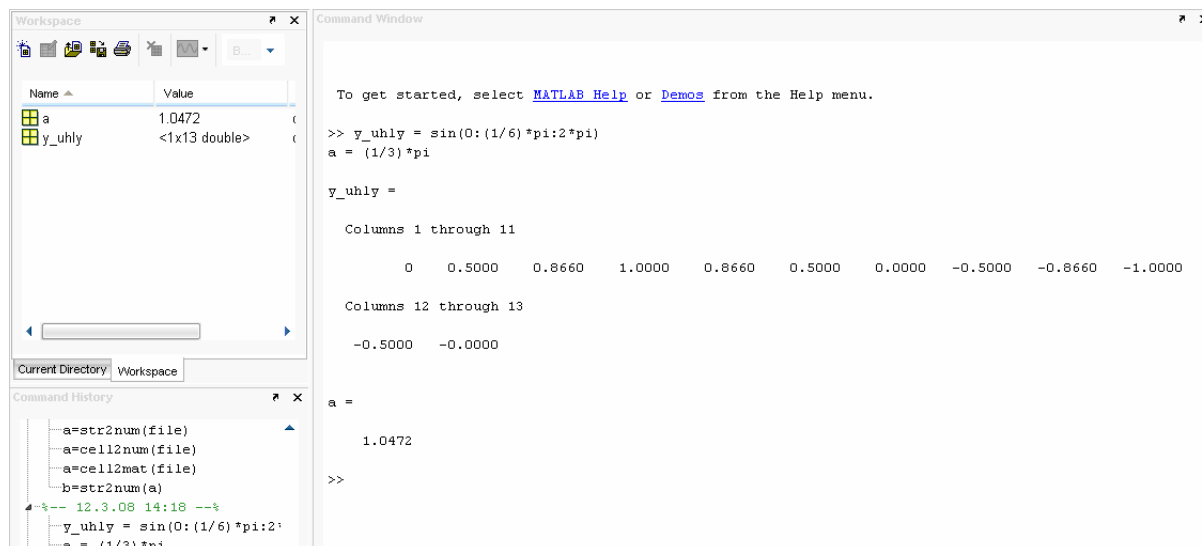
S popisem začneme od relativně nejméně důležitého a to je *Command History*. Tento blok zaznamenává od instalace dny a čas spuštění Matlabu a všechny příkazy, které byli během celé práce použity. Tento nástroj sice není nezbytně nutný pro funkčnost prostředí, nicméně velmi ulehčuje práci, zejména při hledání starších syntaxí, což při dlouhodobějších projektech je velmi cenné.

Dále tu máme blok s dvěmi záložkami *Current directory* a *Workplace*. První zmíněná je jakýsi ukazatel na místo na disku, kde MATLAB aktuálně pracuje. To přináší přehled v „pracovním“ adresáři, ale také povinnost hlídat si, aby *Current directory* byl skutečně ten adresář, ve kterém pracovat chceme. To bývá častý důvod nefunkčnosti aplikací.



Druhá záložka *Workplace* úzce koresponduje s *Command Window* (viz níže). Zde se zobrazují konstanty a proměnné se svým aktuálním obsahem. Takže autor má vždy přehled, která data vstupují do prováděných programových operací.

Posledním a nejdůležitějším blokem je okno *Command Window*. Tady provádíme všechny příkazy, které tvoří naší práci a pomocí nichž, dosahujeme požadovaných výsledků.

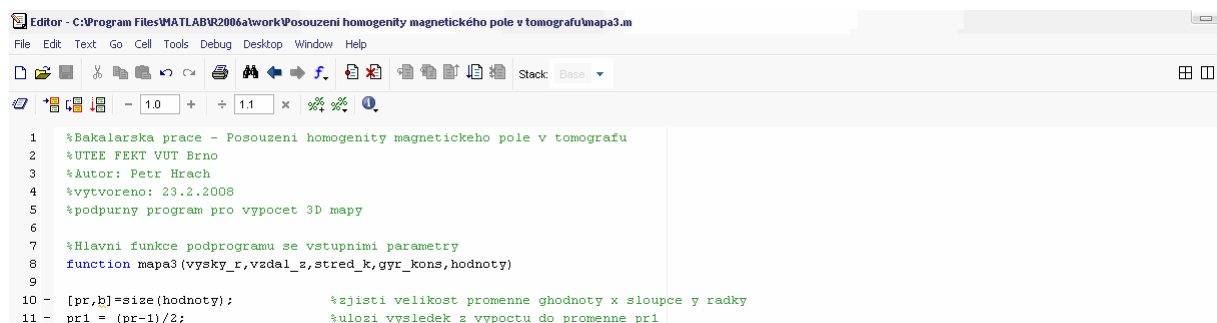


Obr. 5.2 Použití *Command Window* a *Workplace*

Na tomto místě je třeba se zmínit o nejpoužívanější a nejužitečnější nástroji pro práci s MATLABem a to o nápovědě *Help*. Vyvolává se klávesou F1. Každý uživatel se s tímto nástrojem setká, protože není možné v jedné knize obsáhnout použití všech příkazů.

Vrátíme-li se ke *Command Window* vidíme (viz Obr. 5.2), že zadávání a logický smysl programu je od shora dolů. Ale uložit si můžeme pouze proměnné ve *Workplace*. Když chceme to, co jsme napsali, opakovat, musíme celý kód do *Command Window* znovu napsat a to je velmi zdlouhavé a nepraktické.

Proto se při programování používají tzv. *m-file*. Jsou to textové soubory s příponou *.m*, které MATLAB rozpozná jako zdrojové kódy programů. Práce s nimi je velmi jednoduchá, příkazy se zapisují od shora dolů jako v *Command Window*, avšak se snadno opakují opětovným spuštěním tohoto souboru. Navíc mají další podpůrné funkce jako například ladění a celý zdrojový kód v *m-file* si autor může uložit.



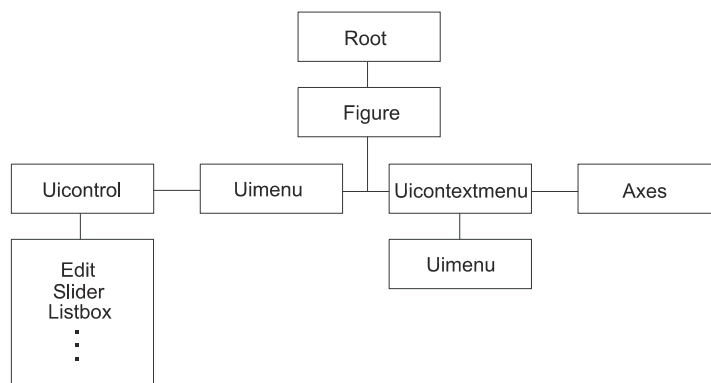
Obr. 5.3 Použití *m-file*



### 5.1.2 Grafický systém – Handle Graphics

Tento nástroj je přímo implementován do prostředí MATLAB. Obsahuje všechny grafické objekty a příkazy pro snadnou tvorbu uživatelského rozhraní.

Všechny objekty v tomto systému mají určitou hierarchii. Díky ní víme, jak se tyto objekty dají řídit.



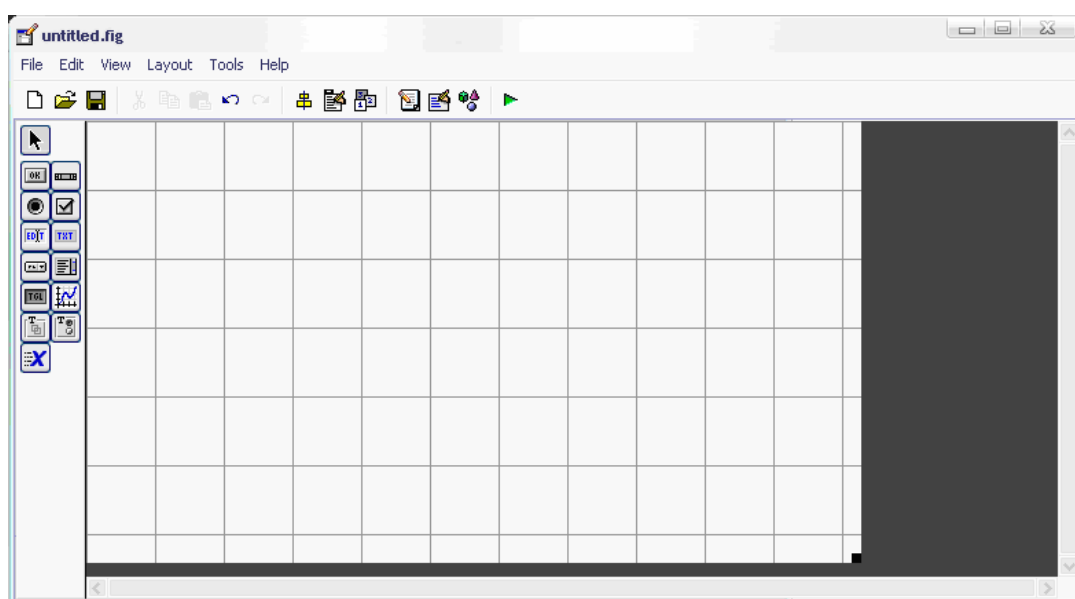
*Obr. 5.4 Hierarchie Handle Graphics*

Nejvýše stojí objekt Root, kterým může být platforma počítače nebo obrazovka. Jemu je podřízen objekt Figure. Je to okno, které představuje naši aplikaci. Pod ním jsou dále Uicontrol (jednotlivé prvky – Slider, Edit atd.), Uimenu (menu pod záhlavím Figure), Uicontextmenu (menu vyvolané pravým tlačítkem myši) a Axes (pro zobrazování grafů). Pod těmito objekty jsou další objekty.

Tato hierarchie má opodstatnění v dědičnosti vlastností např. nastavením vlastností Figure, můžeme nastavit vlastnosti všech objektů pod ním a zároveň vlastnosti všech Figure můžeme řídit nastavením Root.[12]

#### 5.1.2.1 Grafické prostředí GUIDE

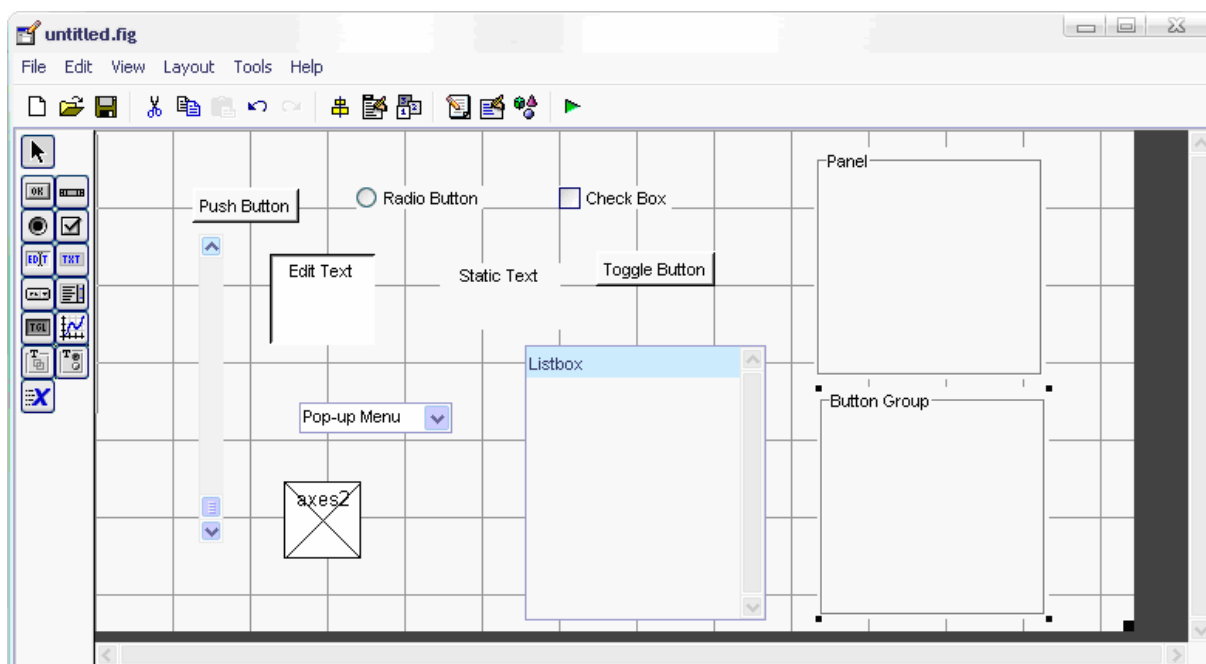
GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) je grafické uživatelské rozhraní, které umožňuje interaktivní práci s nástrojem Handle Graphics.



*Obr. 5.5 Grafické prostředí GUIDE*

Uživatel si vybírá objekty pomocí myši, které chce použít, a tahem je přesunuje do pole, které bude tvořit jeho aplikaci. Ke každému objektu náleží tabulka vlastností, některé mohou být společné (barva, název), ale některé jsou specifické pro jednotlivé objekty a nyní si je přiblížíme. [12]

- *Push Button*: je obyčejné tlačítko. Po jeho stlačení je možné např. uskutečnit nějakou akci v programu.
- *Radio Button*: je tlačítko výběru, může být buď vybráno nebo nevybráno.
- *Toggle Button*: je přepínací tlačítko, podobné *Push Button*, ale pamatuje si poslední stav tzn. je buď zmačknuté nebo není.
- *Check Box*: je zatržítka a může nabývat stavu zatrženo/nezatrženo.
- *Slider*: Posuvník, mění dle polohy jezdce svou hodnotu.
- *Edit Text*: editační pole, dá se do něj zapisovat text.
- *Static Text*: používá se zejména na názvy, má svou danou neměnnou hodnotu.
- *Popup Menu*: je rolovací seznam, kliknutím na šipku se zobrazí všechny možnosti, po výběru je vidět jen ta vybraná.
- *Axes*: je pole pro zobrazování a editaci grafů.
- *List Box*: je okno pro výpis dat.
- *Panel*: je rámeček, který může sdružovat více objektů tak, aby se s nimi dalo pracovat jako s jedním objektem.
- *Button Group*: plní podobnou funkci jako panel, ale shromažďuje tlačítka.



Obr. 5.6 GUIDE s jednotlivými objekty

Z výše uvedeného je zřejmá síla tohoto nástroje, která spočívá v jednoduchosti a rychlosti tvorby uživatelského rozhraní. Nicméně to má také za následek automatické generování kódu do *m-file*. Na pouhé zobrazení těch to pár objektů (Obr. 5.6) GUIDE využije okolo 200 řádků na první pohled těžko srozumitelného kódu, vydatně proloženého komentáři.

```

32         'gui_OutputFcn', @GUIDE_OutputFcn, ...
33         'gui_LayoutFcn', [] , ...
34         'gui_Callback', []);
35 - if nargin && ischar(varargin{1})
36 -     gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
37 - end
38
39 - if narginout
40 -     [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
41 - else
42 -     gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
43 - end
44 % End initialization code - DO NOT EDIT
45
46
47 % --- Executes just before GUIDE is made visible.
48 function GUIDE_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
49 % This function has no output args, see OutputFcn.
50 % hObject    handle to figure

```

Obr. 5.7 Ukázka automatického zdrojového kódu GUIDE

Pro člověka začínajícího s programováním v MATLABu je sice velmi snadné vytvořit si uživatelské grafické prostředí, nicméně čas, který ušetřil v této části práce, ztratí zdoluhavým hledáním ve spoustě automaticky generovaného kódu celý zbytek funkčního programování.

Pro tuto práci byla zvolena zdoluhavější, ale mnohem přehlednější metoda přímé definice a nastavení parametrů jednotlivých objektů ve zdrojovém kódu.

### 5.1.3 Switched Board Programming

Je programovací technika, která používá příkazy *switch* a *case*. Využívá té vlastnosti funkce, že může volat sama sebe s různými parametry.

```

function phmpt(vstpar1)

    if nargin==0

        h1=uicontrol('Units','Normalized','Style','Push','String','Ulož data',...
            'Position',[0.835 0.8 0.15 0.1],'FontSize',16,...
            'ForegroundColor',[0.7 0 0],'Tag','push7',...
            'Callback','phmpt save','BackgroundColor','yellow');
        h2=uicontrol('Units','Normalized','Style','Push','String','Načti data',...
            'Position',[0.835 0.55 0.15 0.1],'FontSize',16,...
            'ForegroundColor',[0.7 0 0],'Tag','push8',...
            'Callback','phmpt load','BackgroundColor','yellow');

    else
        switch(vstpar1)

            case('save')
                uloz;
            case('load')
                nacti;

        end
    end
end

```

Program je tvořen hlavní funkcí *phmpt(vstpar1)*, dále se testuje zda je bez vstupního parametru, potom přichází první část podmínky *if*, kde je definice objektů. Tady si všimneme parametru *Callback*, která je pro toto programování typická. V druhé části podmínky *else*, kde se právě využívají příkazy *switch* a *case* voláme jednotlivé objekty a jejich funkce. Průběh je následovný.

Stiskem tlačítka *Ulož data* se přes *Callback* zavolá funkce *phmpt* s parametrem *save*, který má za následek volání podprogramu *uloz*. (důležité položky jsou vyznačeny červeně)

Callback se tedy chová jako funkce a všechny grafické objekty jí mohou využít třemi různými způsoby tj. klikem levého tlačítka na příslušný objekt, při vytváření objektu nebo těsně před vymazáním objektu.

## 5.2 Vlastní aplikace

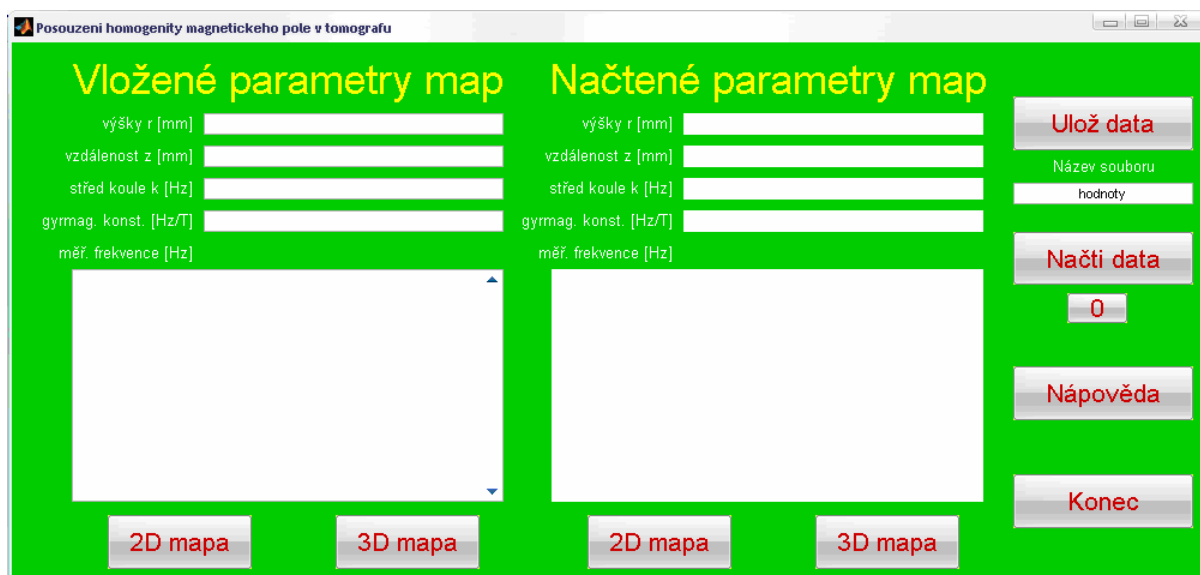
Jak již bylo naznačeno, aplikace využívá přesné definice objektů. Část zdrojového kódu může vypadat např. takto:

```
h=figure('Units','Pixels','Name','Posouzení homogenity magnetického pole v tomografu',...
        'Position',[100 250 1000 450],'NumberTitle','off',...
        'Tag','Figure','Menubar','none','Color',[0,0.7,0]);
figure(h);
hl=uicontrol('Units','Normalized','Style','Text','String','výšky r [mm]',...
            'Position',[0.02 0.82 0.13 0.05],'FontSize',10,...
            'ForegroundColor','White','Tag','text1',...
            'BackgroundColor',get(gcf,'Color'),'HorizontalAlignment','right');
```

V kódu jsou jasně definovány všechny důležité parametry jako jsou typ objektu, umístění v okně aplikace, velikost a barva písma, zarovnání a další. Odpadá tak zbytečný automaticky generovaný kód.

### 5.2.1 Popis aplikace

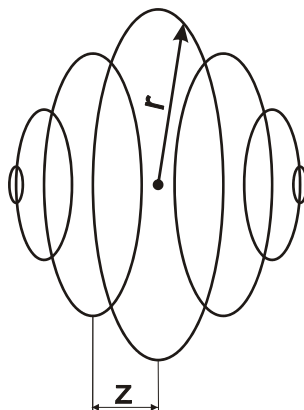
Tento program má za cíl snadno a rychle zobrazit naměřené hodnoty magnetického pole z tomografu, popř. je uložit nebo načíst pro pozdější porovnání s jiným měřením. Vše bylo vyvíjeno pro laboratorní podmínky UPT AV ČR v Brně



Obr. 5.8 Aplikace Posouzení homogenity magnetického pole v tomografu

Hlavní okno je rozděleno na dvě hlavní části zadávání či zobrazení parametrů a na třetí, ve které je skupina tlačítek pro provádění požadovaných akcí.

V části nadepsané *Vložené parametry map* můžeme do editačních polí (*Edit Text*) zadávat hodnoty změřené v laboratorním tomografu. Jsou to *výšky*  $r$ , *vzdálenost*  $z$ , *střed koule*  $k$ , *gyromag. konst.* a *měř. frekvence*. Měřené frekvence tvoří matici hodnot, jejíž počet sloupců odpovídá počtu prvků ve vektorech *výšky*  $r$  a *vzdálenost*  $z$  a počet řádků počtu nastavovaných úhlů. Gyromagnetická konstanta je daná pro každé měřené pole. Střed koule je frekvenční odchylka ve středu měřeného pole od nulové hodnoty. *Vzdálenost*  $z$  je poloha pomyslné kružnice (mapa pole má tvar koule viz. kapitola 4.2) a *výška*  $r$  je poloměr této kružnice. Pro lepší pochopení významu jednotlivých parametrů si uvedeme následující obrázek



Obr. 5.9 Model vykreslování naměřených hodnot

Příslušnými tlačítky se zobrazí 3D nebo 2D mapa měřeného pole. Ovšem hodnoty se dají i uložit a to se činí tlačítkem *Ulož data*. V podadresáři se objeví soubor jehož název je v té chvíli v editačním okně pod tlačítkem *Ulož data*.

To stejné editační okno můžeme využít k načtení dat v kombinaci se stiskem tlačítka *Načti data*. Potom se v části *Načtené parametry map* objeví v textových polích hodnoty z uloženého souboru. Tento soubor musí mít samozřejmě určitý formát a nejjednodušší je načítat jen soubory v této aplikaci uložené viz *Nápověda*. Opět můžeme zobrazit mapy z těchto dat.

Níže je umístěno tlačítko se znakem nuly, to vymaže data z textových polí. Je v programu zejména proto, že když budou změřeny podobné hodnoty, tak aby se dalo lépe odlišit, kdy se s kterými daty pracuje.

Dále jsou funkce nápovědy a ukončení celého programu.

## 6 Závěr

Hlavním cílem NMR zobrazování je, co nejvíce zkontrastovat jednotlivé tkáně na vytvořeném snímku. Tím byla poskytnuta jasná informace o vyšetřovaném objektu. Mezi základní parametry ovlivňující kontrast obrazu patří např. relaxační doby a homogenita základního pole tomografu. V této práci byla provedena rešerše dostupné literatury týkající se NMR. Byly určeny a vysvětleny všechny základní vztahy a pojmy, tak abychom je mohli aplikovat dále v experimentech. Dalším úkolem bylo navrhnout měřicí metodu a změřit magnetické pole uvnitř tomografu pomocí měřicí sondy zanedbatelných rozměrů. Všechna měření probíhala na laboratorním tomografu Ústavu přístrojové techniky Akademie věd České republiky. Aplikována byla metoda spinového echa zprostředkována příslušnou pulsní sekvencí. Výsledkem jsou mapy magnetické indukce uvnitř tomografu. Dle barevného rozlišení se může pole jevit jako velmi nehomogenní. Když si ale uvědomíme, že změny se pohybují v nízkých desítkách  $\mu\text{T}$ , tak zjistíme, že se jedná o velmi malé odchylky.

Hlavním cílem bakalářské práce byla tvorba uživatelské aplikace pro práci s měřenými poli. Vývoj této aplikace byl uskutečněn ve vývojovém prostředí MATLAB pomocí grafického nástroje Handle Graphics, jež je základem pro rozhraní GUIDE, a metody Switched Board Programming. Přímo do aplikace se zadávají hodnoty změřené tomografem, které následně zobrazí ve 2D nebo 3D rozměru. Tyto hodnoty můžeme uložit a později zpětně načíst, zobrazit a porovnat tak s novým měřením. Tímto byl splněn cíl bakalářské práce a funkčnost programu byla ověřena při experimentálním měření na tomografu.

## Seznam obrázků

Obr. 2.1 Graf zastoupení chemických prvků v lidském těle .....	2
Obr. 2.2 Precesní pohyb vykonávaný protonem díky vlastní rotaci ve vnějším magnetickém poli .....	3
Obr. 2.3 Energetické stavy protonu ve vnějším magnetickém poli, osa x vyjadřuje intenzitu magnetického pole a osa y energii .....	4
Obr. 2.4 Energie protonu v magnetickém poli. Nízkoenergetický stav (vlevo) a vysokoenergetický stav (vpravo) .....	4
Obr. 2.5 Vliv 90° RF pulsu na vektor magnetizace a jeho stočení do roviny x-y .....	5
Obr. 2.6 Grafické znázornění průběhů relaxačních dob .....	5
Obr. 2.7 Znázornění relaxačních dob T1 a T2 a průběh FID signálu .....	6
Obr. 2.8 Znázornění relaxační doby T <sub>2</sub> a T <sub>2</sub> <sup>*</sup> .....	7
Obr. 3.1 Princip metody spinového echa .....	8
Obr. 3.2 Sekvence pulsů pro metodu spinového echa, V <sub>F</sub> – RF puls, G <sub>S</sub> – vymezovací gradient v ose z, G <sub>P</sub> – fázový gradient v ose y, G <sub>R</sub> – čtecí gradient v ose x, ACQ – odezva (signál FID) .....	9
Obr. 3.3 Princip metody gradientního echa .....	10
Obr. 3.4 Sekvence pulsů pro metodu gradientního echa, V <sub>F</sub> – RF puls, G <sub>S</sub> – vymezovací gradient v ose z, G <sub>P</sub> – fázový gradient v ose y, G <sub>R</sub> – čtecí gradient v ose x, ACQ – odezva (signál FID) .....	11
Obr. 4.1 Supravodivý magnet tomografu je chlazený tekutým heliem, systém korekčních a gradientních cívek je chlazen vodou .....	12
Obr. 4.2 Mapa magnetické indukce na povrchu kulové plochy 3D .....	13
Obr. 4.3 Mapa magnetické indukce na povrchu kulové plochy 2D .....	14
Obr. 4.4 Řez měřenou mapou pole .....	15
Obr. 5.1 Pracovní plocha MATLABu .....	16
Obr. 5.2 Použití Command Window a Workplace .....	17
Obr. 5.3 Použití m-file .....	17
Obr. 5.4 Hierarchie Handle Graphics .....	18
Obr. 5.5 Grafické prostředí GUIDE .....	18
Obr. 5.6 GUIDE s jednotlivými objekty .....	19
Obr. 5.7 Ukázka automatického zdrojového kódu GUIDE .....	20

Obr. 5.8 Aplikace Posouzení homogenity magnetického pole v tomografu.....	21
Obr. 5.9 Model vykreslování naměřených hodnot.....	22



## Seznam použitých zkratk a symbolů

### Zkratky:

<b>CT</b>	Computer tomography – počítačová tomografie
<b>FID</b>	Free Induction Decay – signál volné precese
<b>GE</b>	Gradientní echo
<b>GUIDE</b>	Graphical User Interface Development Enviroment – Grafické uživatelské rozhraní
<b>MR</b>	Magnetická rezonance
<b>NMR</b>	Nukleární magnetická rezonance
<b>PD</b>	Proton density – protonová hustota
<b>RF</b>	Radio frequency (česky alternativa – vysokofrekvenční)
<b>SE</b>	Spinové echo

### Symboly:

$\mu$	magnetický moment protonu	$A \cdot m^2$
$B$	magnetická indukce	T
$B_0$	magnetická indukce základního magnetického pole	T
$B_1$	magnetická indukce vysokofrekvenčního magnetického pole	T
$B_{ef}$	vektor efektivní indukce magnetického pole	T
$e$	elementární náboj ( $e = 1,602 \cdot 10^{-19}$ )	C
$E$	energie protonu	J
$\Delta E$	rozdíl energií protonů	J
$f_0$	rezonanční kmitočet jader v magnetickém poli $B_0$	Hz
$g$	Landéův faktor	-
$G_P$	kódovací (fázovací) gradient magnetického pole	$T \cdot m^{-1}$
$G_R$	kódovací (čtecí) gradient magnetického pole	$T \cdot m^{-1}$
$G_S$	vymezovací gradient magnetického pole	$T \cdot m^{-1}$
$h$	Planckova konstanta ( $h = 6,626 \cdot 10^{-34}$ )	J·s
$\hbar$	redukovaná Planckova konstanta	J·s
$I$	spinové kvantové číslo	-
$m$	hmotnost elektronu ( $m = 9,11 \cdot 10^{-31}$ kg)	kg
$M$	vektor magnetizace	$A \cdot m^{-1}$
$M_0$	rovnovážná hodnota vektoru magnetizace	$A \cdot m^{-1}$
$M_x$	vektor magnetizace (v ose $x$ )	$A \cdot m^{-1}$
$M_{x-y}$	vektor magnetizace (v rovině $x-y$ )	$A \cdot m^{-1}$
$M_y$	vektor magnetizace (v ose $y$ )	$A \cdot m^{-1}$
$M_z$	vektor magnetizace (v ose $z$ )	$A \cdot m^{-1}$
$M_{\perp}$	příčný vektor magnetizace	$A \cdot m^{-1}$
$S$	moment hybnosti jádra atomu	$kg \cdot m^2 \cdot s^{-1}$
$T_1$	spin-mřížková relaxační doba	s
$T_2$	spin-spinová relaxační doba	s
$T_2^*$	efektivní spin-spinová relaxační doba	s
$T_E$	echo čas	s
$T_R$	opakovací perioda excitačních impulzů	s
$\gamma$	gyromagnetická konstanta	$rad \cdot s^{-1} \cdot T^{-1}$
$\gamma_{\perp}$	redukovaná gyromagnetická konstanta	$Hz \cdot T^{-1}$

$\Theta$	úhel sevření magnetické indukce a momentu hybnosti	rad
$\mu_j$	magnetický moment hybnosti (jaderný magneton)	$A \cdot m^2$
$\omega$	úhlový kmitočet měřeného FID signálu	$s^{-1}$
$\omega_0$	úhlový kmitočet (Larmorův)	$s^{-1}$
$\omega_1$	úhlový kmitočet vysokofrekvenčního magnetického pole	$s^{-1}$

## Seznam použité literatury

- [1] DĚDKOVÁ, J. *Modelování elektromagnetických polí*. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005
- [2] DĚDEK, L., DĚDKOVÁ, J. *Elektromagnetismus*. Brno: Nakladatelství VUTIUM, 2000.
- [3] STRATTON, J. A. *Elektromagnetismus*. Praha: SNTL, 1961
- [4] STEINBAUER, M., *Měření magnetické susceptibility technikami tomografie magnetické rezonance*. Disertační práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005
- [5] Elektronický text, *18. NMR.pdf* Lékařská diagnostická technika, UBMI FEKT VUT v Brně, 2006 [https://brumla.feec.vutbr.cz/VYUKA/BLDT/prednasky/18\\_NMR.pdf](https://brumla.feec.vutbr.cz/VYUKA/BLDT/prednasky/18_NMR.pdf),
- [6] informace o zobrazovacích metodách: [http://fmri.mchmi.com/main\\_index.php?strana=1](http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=1)
- [7] BRUS, J., KŘÍŽ, J., *Chemické Listy*, 101, 122–130 (2007), [http://chemicke-listy.vscht.cz/docs/full/2007\\_02\\_122-130.pdf](http://chemicke-listy.vscht.cz/docs/full/2007_02_122-130.pdf)
- [8] Elektronická podpora k předmětu DQMI. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005
- [9] ZUNA, I., POUŠEK, L. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000.
- [10] OREŠANSKÁ, H., *MR zobrazovací techniky měření nehomogenitu vysokofrekvenčního magnetického pole*. Bakalářská práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2007
- [11] BIDMAN, P., BARTUŠEK, K., *Mapování indukce magnetického pole v okolí malých cívkových aplikátorů metodou magnetické rezonance*. Internetový časopis <http://www.elektrorevue.cz/>, ISSN 1213-1539 (2007), <http://www.elektrorevue.cz/cz/download/mapovani-indukce-magnetickeho-pole-v-okoli-malych-civkovych-aplikatoru-metodou-magneticke-rezonance/>
- [12] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. *MATLAB - tvorba uživatelských aplikací*. Praha: BEN-technická literatura, 2004.
- [13] KARBAN P., *Výpočty a simulace v programech MATLAB a SIMULINK*. Computer Press 2007
- [14] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. *MATLAB – pro začátečníky*. Praha: BEN-technická literatura, 2007, 2.vydání.